

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日
Date of Application:

2003年 2月18日

出 願 番 号
Application Number:

特願2003-039548

[ST.10/C]:

[JP2003-039548]

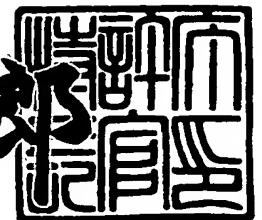
出 願 人
Applicant(s):

ペンタックス株式会社

2003年 6月17日

特 許 庁 長 官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3047112

【書類名】 特許願

【整理番号】 JP02046

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 1/00
A61B 1/04
G02B 23/24

【発明者】

【住所又は居所】 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社社内

【氏名】 小林 弘幸

【特許出願人】

【識別番号】 000000527

【氏名又は名称】 ペンタックス株式会社

【代理人】

【識別番号】 100098235

【弁理士】

【氏名又は名称】 金井 英幸

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 062606

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9812486

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 診断補助用装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の先端に対向する被検体を撮影する内視鏡システムに繋がれるとともに、前記内視鏡システムから伝送される各種画像データに基づいて、診断に供される特殊観察画像を表示するための特殊観察画像データを生成する診断補助用装置であって、

生体組織を励起するための励起光、及び、被検体を照明するための可視光を交互に発する光源部と、

前記内視鏡の鉗子チャネルへ挿入可能な太さを有するとともに、前記光源部から発せられる前記励起光及び前記可視光を基端から先端へと導くプローブと、

前記光源部から前記励起光が発せられている期間に前記内視鏡システムによって生成される蛍光画像データ、及び、前記光源部から前記可視光が発せられている期間に前記内視鏡システムによって生成される参照画像データを取得する画像データ取得部と、

前記画像データ取得部において一組の前記蛍光画像データ及び前記参照画像データが取得される毎に、その蛍光画像データを構成する全画素の輝度値の中から最大の輝度値を選出するとともに、その参照画像データを構成する全画素の輝度値の中から最大の輝度値を選出する強度測定部と、

前記強度測定部において前記蛍光画像データの最大輝度値が選出されると、その最大輝度値に対応する光量増加係数を第 1 演算式に基づいて算出し、その光量増加係数に基づいて所定の最小基準光量から増加された光量にて前記励起光が発せられるように、前記光源部を制御するとともに、前記強度測定部において前記参照画像データの最大輝度値が選出されると、その最大輝度値に対応する光量増加係数を第 2 演算式に基づいて算出し、その光量増加係数に基づいて所定の最小基準光量から増加された光量にて前記可視光が発せられるように、前記光源部を制御する光源制御部と

を備えることを特徴とする診断補助用装置。

【請求項 2】

前記光源部は、印加電圧に応じて発光量を変化させる光源を有し、

前記光源制御部は、前記光源へ印加する電気の電圧を変化させることにより、
前記励起光及び前記可視光の光量を制御する
ことを特徴とする請求項 1 記載の診断補助用装置。

【請求項 3】

前記画像データ取得部において一組の前記蛍光画像データ及び前記参照画像データが取得される毎に、その蛍光画像データ及び参照画像データの全画素について、互いに同じ位置にある画素の輝度値同士の差分が所定値を超えるか否かを判別し、差分が所定値を超えている画素の位置を特定するための位置情報を取得する患部情報取得部と、

前記画像データ取得部において取得された前記参照画像データに基づいて、モノクロ画像をモニタに表示させるカラー画像データを生成する画像生成部と、

前記画像生成部において生成されたカラー画像データにおける前記位置情報によって示される画素のみを、所定の色に相当する輝度値を持つ特定画素に変換する画像合成部と、

前記画像合成部において生成されたカラー画像データを特殊観察画像データとして出力する出力部と
を更に備える

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の診断補助用装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、食道や気管支などの内壁（体腔壁）の表面下にある生体組織の状態の診断に利用するための画像を生成する診断補助用装置に、関する。

【0002】

【従来の技術】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体

組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織においても起こる。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異状をこの反応現象を利用して検出する診断補助用装置が、開発されつつある（例えば特許文献 1 参照）。このような診断補助用装置のうちの一つとして、体腔内の白黒モノクロ画像上に患部と判断できそうな部分が例えば赤色の点や塊にて示されている特殊観察画像をモニタに表示させることができるものがある。

【 0 0 0 3 】

この診断補助用装置は、画像上において患部と判断できそうな部分を検出するために、内視鏡内に引き通された光ファイバを通じて、生体組織を励起させるための励起光と或る狭い波長帯域の可視光（参照光）とを、交互に体腔内に照射する。そして、診断補助用装置は、励起光を射出する期間に内視鏡により取得された蛍光画像データと、参照光を射出する期間に内視鏡により取得された参照画像データとを、比較することにより、患部として表示すべき画素の位置を、全ての画素の中から特定する。その後、診断補助用装置は、参照画像データに基づいて、白黒モノクロ画像を表示させるためのカラー画像データを生成し、このカラー画像データ上の特定された位置にある画素のみを例えば赤色として表示される画素に変換することにより、特殊観察画像の画像データを生成する。

【 0 0 0 4 】

この診断補助用装置では、蛍光画像データ及び参照画像データにおける同じ座標上の画素の階調値を比較することにより、画素を患部として表示すべきか否かを判別している。つまり、診断補助用装置は、体腔壁上の同じ箇所から到来する蛍光と参照光の強度を比較することにより、画素を患部として表示すべきか否かを判別している。このため、比較結果においてエラーや誤差を生じさせないため、この診断補助用装置では、通常、体腔内へ照射される励起光と参照光の照射範囲が、ほぼ一致するように調整されている。

【 0 0 0 5 】

なお、生体組織から発せられる蛍光の強度は、その生体組織に照射された励起光の強度に比べると非常に微弱であるものの、生体組織に照射された励起光の強度に比例して強くなる傾向がある。そのため、診断補助用装置が取得する蛍光画

像データに基づく画像をより鮮明にさせるためには、できるだけ強い励起光を生体組織へ向けて照射する必要がある。この要請を受け、従来の診断補助用装置の中には、励起光を被検体へ照射する期間だけ、光源に負担の掛からない範囲で光源に印加する電圧を増加させ、励起光の強度を高めるものがあった（例えば特許文献 2 参照）。

【 0 0 0 6 】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 0 - 0 2 3 9 0 3 号公報

【特許文献 2】

特表 2 0 0 2 - 5 0 0 9 0 7 号公報

【 0 0 0 7 】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、体腔壁の表面において反射される参照光の強度は、体腔壁から発せられる蛍光の強度に比べると、非常に強い。このため、上述したような従来の診断補助用装置において蛍光画像データ及び参照画像データの比較結果においてエラーを生じさせないためには、参照光の光量を制御する必要もある。なお、光学分野においては、通常、機械的な絞りが、光量制御に用いられる。そのため、参照光の光量を制御する場合にも、機械的な絞りをを用いれば良いと考えられなくもない。

【 0 0 0 8 】

しかしながら、参照光の光量を機械的な絞りによって制御しようとすると、参照光の照射領域が励起光の照射領域に対して一致しなくなることがある。このような照射領域の不一致は、蛍光画像データ及び参照画像データの比較においてエラーを生じさせ、患部として表示すべき部分が実際の患部を示さなくなるという問題を生じさせる。

【 0 0 0 9 】

そこで、本発明の課題は、励起光及び参照光の照射範囲を変えことなく参照光の光量を制御することができる診断補助用装置を、提供することにある。

【 0 0 1 0 】

【課題を解決するための手段】

上記の課題を解決するために、本発明による診断補助用装置は、以下のような構成を採用した。

【0011】

すなわち、本発明による診断補助用装置は、内視鏡の先端に対向する被検体を撮影する内視鏡システムに繋がれるとともに、前記内視鏡システムから伝送される各種画像データに基づいて、診断に供される特殊観察画像を表示するための特殊観察画像データを生成する診断補助用装置であって、生体組織を励起するための励起光、及び、被検体を照明するための可視光を交互に発する光源部と、前記内視鏡の鉗子チャンネルへ挿入可能な太さを有するとともに、前記光源部から発せられる前記励起光及び前記可視光を基端から先端へと導くプローブと、前記光源部から前記励起光が発せられている期間に前記内視鏡システムによって生成される蛍光画像データ、及び、前記光源部から前記可視光が発せられている期間に前記内視鏡システムによって生成される参照画像データを取得する画像データ取得部と、前記画像データ取得部において一組の前記蛍光画像データ及び前記参照画像データが取得される毎に、その蛍光画像データを構成する全画素の輝度値の中から最大の輝度値を選出するとともに、その参照画像データを構成する全画素の輝度値の中から最大の輝度値を選出する強度測定部と、前記強度測定部において前記蛍光画像データの最大輝度値が選出されると、その最大輝度値に対応する光量増加係数を第1演算式に基づいて算出し、その光量増加係数に基づいて所定の最小基準光量から増加された光量にて前記励起光が発せられるように、前記光源部を制御するとともに、前記強度測定部において前記参照画像データの最大輝度値が選出されると、その最大輝度値に対応する光量増加係数を第2演算式に基づいて算出し、その光量増加係数に基づいて所定の最小基準光量から増加された光量にて前記可視光が発せられるように、前記光源部を制御する光源制御部とを備えることを、特徴としている。

【0012】

このように構成されると、画像取得部において取得される蛍光画像データ及び参照画像データの最大輝度値に対応する光量にて、励起光及び参照光が発せられ

る。このため、蛍光画像データ及び参照画像データの比較結果においてエラーを生じさせないように、蛍光画像データの最大輝度値と励起光の光量とを対応付け、且つ、参照画像データの最大輝度値と可視光の光量とを対応付けておけば、つまり、第1及び第2演算式を適宜決定しておけば、特殊観察画像データに基づいてモニタに表示された特殊観察画像において、患部として表示すべき部分が実際の患部を正しく示すようになる。これにより、術者は、特殊観察画像を見ながら、体腔壁の輪郭や凹凸を特定できるとともに、その画像の中において斑点状や塊状として赤色にて示された部分により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体、すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位を、正しく認識することができる。

【 0 0 1 3 】

【発明の実施の形態】

以下、図面に基づいて本発明の実施形態を説明する。

【 0 0 1 4 】

図1は、本実施形態の体腔内観察システムを概略的に示す構成図である。この体腔内観察システムは、電子内視鏡1，光源プロセッサ装置2，診断補助用装置3，映像切替機4，及びモニタ5を、備えている。

【 0 0 1 5 】

<電子内視鏡>

まず、電子内視鏡1について、説明する。電子内視鏡1は、生体内に挿入される可撓管状の挿入部1aと、その挿入部1aの先端に組み込まれた湾曲部（図示略）を湾曲操作するためのアングルノブ等が設けられている操作部1bとを、備えている。

【 0 0 1 6 】

挿入部1aの先端面には、少なくとも3つの貫通孔（図示略）が穿たれており、そのうちの一对の貫通孔には、配光レンズ11及び対物レンズ12がそれぞれ嵌め込まれている。他の1つの貫通孔は、鉗子口1cとして利用される。挿入部1a内には、この鉗子口1cと操作部1bに穿たれた鉗子口1dとを結ぶ細管13が、引き通されている。この細管13は、電気メス等の処置具を挿通するため

の鉗子チャネルとして、機能する。

【0017】

さらに、挿入部1a内には、先端面が配光レンズ11に対向しているライトガイド14と、対物レンズ12の像面に撮像面が配置された撮像素子15に対して接続されている信号線16, 17とが、引き通されている。これらライトガイド14及び信号線16, 17は、さらに、操作部1bの側面から延びた可撓管1e内に、引き通されており、それらの基端は、可撓管1eの先端に設けられたコネクタCの先端に固定されている。

【0018】

＜光源プロセッサ装置＞

次に、光源プロセッサ装置2について、説明する。この光源プロセッサ装置2は、タイミングコントロール部21, システムコントロール部22, 画像処理部23, 光源部24, 及び、これらに電力を供給する電源部25を、備えている。なお、光源プロセッサ装置2には、上記コネクタCを嵌め込み可能なコネクタ受け（図示略）が、備えられている。このコネクタ受けに上記コネクタCが嵌め込まれると、ライトガイド14の基端が光源部24に入り込み、信号線16がシステムコントロール部22に接続され、信号線17が画像処理部23に接続される。

【0019】

タイミングコントロール部21は、各種基準信号を生成してその信号の出力を制御するコントローラであり、光源プロセッサ装置2における各種処理は、この基準信号に従って進行する。

【0020】

システムコントロール部22は、光源プロセッサ装置2全体を制御するコントローラである。システムコントロール部22は、ケーブルC1を介して診断補助用装置3と接続されており、基準信号を診断補助用装置3へ常時出力する。また、システムコントロール部22は、ケーブルC2を介して診断補助用装置3と接続されており、光源部24の光の出力の開始又は停止を制御するための切替信号を受信する。システムコントロール部22は、この切替信号を受けて、光の出力

が開始又は停止されるように光源部 2 4 を制御する。さらに、このシステムコントロール部 2 2 は、主電源が投入されている間、信号線 1 6 を介して撮像素子 1 5 へ、基準信号によって示される一定周期のタイミングにて、駆動信号を繰り返し送出する。なお、この駆動信号の送出は、光源部 2 4 による光の出力の有無とは無関係に、常に行われるので、撮像素子 1 5 は、常時、画像データを画像処理部 2 3 へ繰り返し出力する。

【 0 0 2 1 】

画像処理部 2 3 は、撮像素子 1 5 からアナログ信号の形態で順次送られてくる画像データを、基準信号が示す各タイミングに合わせて、取得する。すなわち、画像処理部 2 3 は、常時、画像データを取得し続ける。なお、基準信号が示す各タイミングは、三個一組を一周期としている。画像処理部 2 3 は、一周期中の第 1 タイミングで取得された画像データを青（B）成分画像データに変換し、第 2 タイミングで取得された画像データを赤（R）成分画像データに変換し、第 3 タイミングで取得された画像データを緑（G）成分画像データに変換する。その後、画像処理部 2 3 は、三個一組の各成分画像データを、RGB の三つのアナログ色成分信号の形態で出力するとともに、PAL 信号やNTSC 信号などのアナログ複合映像信号の形態で出力する。なお、画像処理部 2 3 は、ケーブル C 3 を介して診断補助用装置 3 と接続されているとともに、ケーブル C 4 を介して映像切替機 4 と接続されており、診断補助用装置 3 には RGB の三つのアナログ色成分信号を、映像切替機 4 にはアナログ複合映像信号を、それぞれ常時出力する。

【 0 0 2 2 】

光源部 2 4 は、いわゆる面順次方式が採用された光源部であるので、この光源部 2 4 について詳しく説明しないが、簡単に説明すると、光源部 2 4 は、光源、RGB 回転ホイール、集光レンズ、及びシャッターなどのような周知の構成を、備えている。この光源部 2 4 は、上記切替信号を受けたシステムコントロール部 2 2 によって制御されることにより、通常観察用の照明光をライトガイド 1 4 の基端面に入射させ、或いは、その入射を停止させる。ライトガイド 1 4 の基端面に照明光を入射させる場合、光源部 2 4 は、ライトガイド 1 4 の基端面に、青色光、赤色光、及び緑色光を順に繰り返し入射させる。なお、光源部 2 4 は、シス

テムコントロール部21によって制御されることにより、青色光、赤色光、及び緑色光がライトガイド14へ入射するタイミングを、上記基準信号によって示される第1乃至第3タイミングに同期させる。ライトガイド14へ入射した各色光は、ライトガイド14に導かれ、配光レンズ11により拡散されて電子内視鏡1の先端に対向した被検体へと照射される。すると、撮像素子15の撮像面には、被検体の青色光による像、赤色光による像、及び、緑色光による像が、順次形成される。これら像は、撮像素子15によって画像データ（以下、便宜上、青色画像データ、赤色画像データ、及び緑色画像データと記述する）に変換され、各色画像データは、アナログ信号の形態で、信号線17を介して画像処理部23へ順次送信される。なお、各色画像データが生成されるタイミングは、第1乃至第3タイミングにそれぞれ同期されるので、画像処理部23において生成されるB成分画像データ、R成分画像データ、及びG成分画像データは、それぞれ、青色画像データ、赤色画像データ、及び緑色画像データに基づく画像データとなる。このため、光源部24が各色の光を出力しているときに画像処理部23から出力されるRGBの三つのアナログ色成分信号やアナログ複合映像信号に基づく画像は、カラー画像となる。

【0023】

<診断補助用装置>

次に、診断補助用装置3について、説明する。この診断補助用装置3は、プローブ31、システムコントロール部32、スイッチ33、光源部34、画像処理部35、及び、これらに電力を供給する電源部36を、備えている。

【0024】

プローブ31は、紫外帯域及び可視帯域の光が透過可能な多数又は単一の可撓な光ファイバと、この光ファイバを内包する可撓な筒状被覆とを、備えている。このプローブ31は、図1に示されるように、その先端が電子内視鏡1の鉗子チャンネルとしての細管13に挿入されてその挿入部1aの先端面から突き出された状態で、用いられる。

【0025】

システムコントロール部32は、診断補助用装置3全体を制御する。このシス

テムコントロール部 3 2 には、外付けのフットスイッチ或いは図示せぬ操作パネル上の操作スイッチであるスイッチ 3 3 が、接続されており、このスイッチ 3 3 が操作者によって操作されると、操作後のスイッチ 3 3 の状態に応じて観察モードを通常観察モード又は特殊観察モードに切り替える。このシステムコントロール部 3 2 は、上記ケーブル C 2 を介して光源プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 2 と繋がれており、通常観察モードを示す第 1 切替信号、又は、特殊観察モードを示す第 2 切替信号を、当該装置 2 のシステムコントロール部 2 2 へ出力する。なお、第 1 又は第 2 切替信号が入力された当該装置 2 のシステムコントロール部 2 2 は、第 1 切替信号が入力されたときには、光が出力されるようにその装置 2 の光源部 2 4 を制御し、第 2 切替信号が入力されたときには、光の出力が停止されるようにその装置 2 の光源部 2 4 を制御する。

【 0 0 2 6 】

また、このシステムコントロール部 3 2 には、上記ケーブル C 1 が繋がれており、光源プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 2 から出力される基準信号が、常時入力される。但し、このシステムコントロール部 3 2 は、特殊観察モードのときのみ、この基準信号に従って自己の光源部 3 4 及び画像処理部 3 5 を制御し、通常観察モードのときには、これらの制御を停止する。さらに、このシステムコントロール部 3 2 は、ケーブル C 5 を介して、映像切替機 4 と繋がれており、上述した第 1 又は第 2 切替信号をその映像切替機 4 へも出力する。

【 0 0 2 7 】

光源部 3 4 は、生体組織を励起させるための励起光（紫外光）と、可視帯域のうちの或る狭い波長帯域の光（参照光）とを、プローブ 3 1 の基端面に入射させる。図 2 は、この光源部 3 4 を概略的に示す構成図である。図 2 に示されるように、光源部 3 4 は、励起光と参照光とを含む光を発する光源 3 4 a と、この光源 3 4 a から発せられる光をプローブ 3 1 の基端面へ入射させる光学系 3 4 b と、光源 3 4 a が発する光の光量を制御する光源制御回路 3 4 c とを、備える。

【 0 0 2 8 】

また、図 2 に示されるように、光学系 3 4 b は、コリメートレンズ 3 4 0、ダイクロイックミラー 3 4 1、第 1 ミラー 3 4 2、励起光用フィルタ 3 4 3、第 2

ミラー 3 4 4, 励起光用シャッター 3 4 5, 参照光用フィルタ 3 4 6, 参照光用シャッター 3 4 7, ビームバインダー 3 4 8, 及び集光レンズ 3 4 9 を、備えている。

【 0 0 2 9 】

光源 3 4 a から拡散的に発せられた光の一部は、コリメートレンズ 3 4 0 によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 3 4 1 へ入射する。ダイクロイックミラー 3 4 1 へ入射した光のうち、励起光を含む光は、ダイクロイックミラー 3 4 1 によって第 1 ミラー 3 4 2 へ反射され、参照光を含む光は、ダイクロイックミラー 3 4 1 を透過する。ダイクロイックミラー 3 4 1 によって反射された光は、第 1 ミラー 3 4 2 によって再度反射された後、励起光用フィルタ 3 4 3 によって励起光のみを抽出され、更に第 2 ミラー 3 4 4 によって反射され、励起光用シャッター 3 4 5 が開いているときにはビームバインダー 3 4 8 によって反射され、集光レンズ 3 4 9 によってプローブ 3 1 の基端面へ収斂される。一方、ダイクロイックミラー 3 4 1 を透過した光は、参照光用フィルタ 3 4 6 によって参照光のみを抽出され、参照光用シャッター 3 4 7 が開いているときにはビームバインダー 3 4 8 を透過し、集光レンズ 3 4 9 によってプローブ 3 1 の基端面へ収斂される。

【 0 0 3 0 】

また、励起光用シャッター 3 4 5 及び参照光用シャッター 3 4 7 の開閉動作は、それぞれのアクチュエータやドライバー（何れも図示略）を通じて、システムコントロール部 3 2 によって制御される。具体的には、励起光用シャッター 3 4 5 は、上記基準信号の第 1 タイミングに合わせて開状態にされ、第 2 及び第 3 タイミングでは閉状態にされる。また、参照光用シャッター 3 4 7 は、上記基準信号の第 2 タイミングに合わせて開状態にされ、第 1 及び第 3 タイミングでは閉状態にされる。従って、プローブ 3 1 の基端面には、励起光と参照光とが交互に入射する。

【 0 0 3 1 】

光源制御回路 3 4 c は、電源部 3 6 から光源 3 4 a へ供給される電気の電圧を制御する回路である。この光源制御回路 3 4 c は、システムコントロール部 3 2

と繋がれており、システムコントロール部 3 2 からの指示を受けると、光源 3 4 a へ印加する電気の電圧を変化させることによって、光源 3 4 a が出力する光の光量を制御する。この光源制御回路 3 4 c に対し、システムコントロール部 3 2 は、上記第 1 及び第 2 タイミングにおいてのみ光源 3 4 a の光量が所定の最小基準光量から所定量だけ増加するように、指示する。図 3 は、プローブ 3 1 の基端面への励起光及び参照光の出力、並びに、一周期を示す駆動信号 (VD) の関係を説明するためのタイミングチャートである。この図 3 における励起光及び参照光の出力を示すタイミングチャートについては、縦軸は、プローブ 3 1 へ入射する光の光量を示している。図 3 に示されるように、第 1 及び第 2 タイミング以外では、各シャッター 3 4 5, 3 4 7 が閉状態であるため、光量はゼロであり、第 1 タイミングにおいてのみ、励起光が光量をもってプローブ 3 1 の基端面へ出力され、第 2 タイミングにおいてのみ、参照光が光量をもってプローブ 3 1 の基端面へ出力されている。なお、第 1 タイミングにおける励起光の光量と、第 2 タイミングにおける参照光の光量は、画像処理部 3 5 からシステムコントロール部 3 2 へと送信される光量増加係数に基づいて、システムコントロール部 3 2 によって、決定されている。この光量増加係数は、後述するように、一周期毎に変化するので、システムコントロール部 3 2 によって決定される第 1 及び第 2 タイミングにおける光量も、一周期毎に変化する。また、一期間中、第 1 及び第 2 タイミング以外では、光源 3 4 a は、上述した所定の最小基準光量をもって光を発しているとしても良いし、光を発していなくても良いが、消費電力を低減させるためには、後者である方が望ましい。

【 0 0 3 2 】

上述したように、光源部 3 4 は、プローブ 3 1 の基端面に、励起光と参照光とを交互に入射させるので、プローブ 3 1 の先端面が、被検体である体腔壁に対向していると、この体腔壁には、プローブ P の先端面から射出された励起光及び参照光が、交互に照射される。照射された励起光は、体腔壁下の生体組織を励起させることによってそれら生体組織から蛍光を発生させるとともに、照射された参照光は、体腔壁の表面にて反射される。また、励起光又は参照光が照射されていないときには、体腔壁からは光が放出又は反射されない。そして、蛍光を放出す

ることによって形成される被検体の像と、参照光を反射することによって形成される被検体の像と、光を放出又は反射していない被検体の像は、撮像素子 1 5 により、第 1 乃至第 3 タイミングに同期されながら、それぞれ画像データ（以下、便宜上、蛍光画像データ、参照画像データ、及び暗黒画像データと記述する）に変換される。各画像データは、アナログ信号の形態で、信号線 1 7 を介して光源プロセッサ装置 2 の画像処理部 2 3 へ順次送信される。

【 0 0 3 3 】

ところで、通常観察モードでは、光源プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 2 には、第 1 切替信号が入力されるので、その光源部 2 4 からは、RGB の各色の光が出力される。このとき、診断補助用装置 3 の光源部 3 4 からは光が出力されない。このため、通常観察モードにあっては、光源プロセッサ装置 2 の画像処理部 2 3 には、上述したように、青色画像データ、赤色画像データ、及び緑色画像データが順次送られてくるので、この画像処理部 2 3 は、これら各色画像データに基づいて、カラー画像を表示させる RGB の三つのアナログ色成分信号とアナログ複合映像信号とをそれぞれ生成し、RGB の三つのアナログ色成分信号をケーブル C 3 を介して診断補助用装置 3 の画像処理部 3 5 へ出力するとともに、このアナログ複合映像信号を、ケーブル C 4 を介して画像切替機 4 へ出力する。なお、通常観察モードでは、上述したように、診断補助用装置 3 の画像処理部 3 5 は、機能しないので、RGB の三つのアナログ色成分信号を受信しても、処理を行わない。

【 0 0 3 4 】

これに対し、特殊観察モードでは、光源プロセッサ装置 2 のシステムコントロール部 2 2 には、第 2 切替信号が入力されるので、その光源部 2 4 からは、RGB の各色の光が出力されない。このとき、診断補助用装置 3 の光源部 3 4 からは、励起光と参照光とが交互に出力される。このため、特殊観察モードにあっては、光源プロセッサ装置 2 の画像処理部 2 3 には、上述したように、蛍光画像データ、参照画像データ、及び暗黒画像データが順次送られてくる。すると、蛍光画像データ、参照画像データ、及び暗黒画像データは、画像処理部 2 3 によって、それぞれ B 成分画像データ、R 成分画像データ、及び G 成分画像データに順に変

換される。この画像処理部 2 3 は、三個一組の各成分画像データに基づいて、RGB の三つのアナログ色成分信号を生成するとともにアナログ複合映像信号を生成し、RGB の三つのアナログ色成分信号をケーブル C 3 を介して診断補助用装置 3 の画像処理部 3 5 へ出力するとともに、アナログ複合映像信号をケーブル C 4 を介して映像切替機 4 へ出力する。

【 0 0 3 5 】

画像処理部 3 5 は、RGB の三つのアナログ色成分信号の形態で光源プロセッサ装置 2 の画像処理部 2 3 から送信される画像データを利用して、被検体の状態の診断に利用される材料としての画像（特殊観察画像）の画像データを生成する。図 4 は、この画像処理部 3 5 を概略的に示す構成図である。この図 4 に示されるように、画像処理部 3 5 は、タイミングコントローラ 3 5 0、アナログ／デジタル（A／D）変換器 3 5 1、蛍光画像用メモリ 3 5 2、参照画像用メモリ 3 5 3、特殊観察画像生成回路 3 5 4、デジタル／アナログ（D／A）変換器 3 5 5、及びエンコーダ 3 5 6 を、備えている。なお、A／D 変換器 3 5 1 及び両メモリ 3 5 2、3 5 3 は、画像データ取得部に相当する。

【 0 0 3 6 】

タイミングコントローラ 3 5 0 は、システムコントロール部 3 2 から基準信号を受信し、その基準信号に基づいて画像処理部 3 5 内の処理の進行を制御する。

【 0 0 3 7 】

A／D 変換器 3 5 1 は、光源プロセッサ装置 2 の画像処理部 2 3 にケーブル C 3 を介して繋がれており、その画像処理部 2 3 から入力される RGB の三つのアナログ色成分信号をそれぞれデジタル色成分信号に変換する機器である。

【 0 0 3 8 】

蛍光画像用メモリ 3 5 2 及び参照画像用メモリ 3 5 3 は、何れも、A／D 変換器 3 5 1 に繋がれており、RGB の三つのデジタル色成分信号のうちの B 成分及び R 成分がそれぞれ入力される記録装置である。従って、両メモリ 3 5 2、3 5 3 には、それぞれ、上述した蛍光画像データ及び参照画像データが記録される。両メモリ 3 5 2、3 5 3 からは、タイミングコントローラ 3 5 0 からの基準信号に従ったタイミングにて、蛍光画像データ及び参照画像データが読み出され、読

み出された両画像データは、特殊観察画像生成回路 3 5 4 へ入力する。

【 0 0 3 9 】

特殊観察画像生成回路 3 5 4 は、後述するプログラムが格納されたリードオンリーメモリ（ROM）や、そのROMからプログラムを読み出して処理を実行するセントラルプロセッシングユニット（CPU）や、そのCPUの作業領域が展開されるランダムアクセスメモリ（RAM）等を、備えている。この特殊観察画像生成回路 3 5 4 は、後述するように、蛍光画像データと参照画像データとに基づいて、特殊観察画像の画像データを生成し、RGBの三つのデジタル色成分信号の形態でこの特殊観察画像データをD/A変換器 3 5 5 へ出力する。

【 0 0 4 0 】

D/A変換器 3 5 5 は、RGBの三つのデジタル色成分信号が特殊観察画像生成回路 3 5 4 から入力されると、それらのデジタル色成分信号をそれぞれアナログ色成分信号に変換し、エンコーダ 3 5 6 へ出力する。

【 0 0 4 1 】

エンコーダ 3 5 6 は、D/A変換器 3 5 5 から入力されるRGBの三つのアナログ色成分信号を、PAL信号やNTSC信号などのアナログ複合映像信号に変換する。なお、エンコーダ 3 5 6 は、ケーブルC 6 を介して画像切替機 4 に繋がれており、このケーブルC 6 を介して特殊観察画像データのアナログ複合映像信号を画像切替機 4 に出力する。

【 0 0 4 2 】

ところで、画像切替機 4 の説明をする前に、上述した特殊観察画像生成回路 3 5 4 が実行する処理について説明する。特殊観察画像生成回路 3 5 4 のCPUは、主電源が投入されている間は、ROMからプログラムを読み出して処理の実行を開始している。図 5 は、この処理の内容を示すフローチャートである。

【 0 0 4 3 】

処理開始後、CPUは、両メモリ 3 5 2, 3 5 3 から読み出された蛍光画像データ及び参照画像データが送られてくるまで、待機する（S 1 0 1）。そして、CPUは、両画像データを受信すると、まず、蛍光画像データを構成する全画素がそれぞれ持つ輝度値の中から、最大値及び最小値を抽出し（S 1 0 2）、最大

値をもつ画素の輝度値を例えば「255」のような所定の最大階調値に変換するとともに最小値をもつ画素の輝度値を例えば「0」のような所定の最小階調値に変換し、且つ、中間値をもつ画素の輝度値を各々当てはまる階調値に変換することにより、蛍光画像データの全画素の輝度値を規格化する（S103）。その後、CPUは、S102において抽出した規格化前の最大値を変数Sに代入する（S104）。次に、CPUは、参照画像データを構成する全画素がそれぞれ持つ輝度値の中から、最大値及び最小値を抽出し（S105）、その後、S103の処理と同様に、参照画像データの全画素の輝度値を規格化し（S106）、S104の処理と同様に、S105において抽出した規格化前の最大値を変数Tに代入する（S107）。そして、CPUは、規格化前の参照画像データに基づいて、白黒モノクロ画像をモニタに表示させるカラー画像データを、生成する（S108）。

【0044】

次に、蛍光画像データ及び参照画像データの両方の全画素について定義されている二次元座標系の座標が（0，0）から（m，n）までの値をとるとすると、CPUは、座標（i，j）の変数iを0からmまで1ずつインクリメントしながら、第1のループ処理L1を実行する。

【0045】

また、この第1のループ処理L1の実行開始後、CPUは、座標（i，j）の変数jを0からnまで1ずつインクリメントしながら、第2のループ処理L2を実行する。

【0046】

この第2のループ処理L2では、CPUは、まず、規格化後の参照画像データにおける座標（i，j）上の画素の階調値から、規格化後の蛍光画像データにおける座標（i，j）上の画素の階調値を差し引くことにより、この座標（i，j）での階調値の差分を算出する（S201）。次に、CPUは、この座標（i，j）上での差分が所定の閾値以上であるか否かを判別する（S202）。そして、CPUは、この座標（i，j）における差分が所定の閾値以上であった場合（S202；YES）、S108において生成されたカラー画像データにおけるこ

の座標 (i, j) 上の画素の階調値を、モニタに表示された場合に所定の色を示す画素の階調値に変換し (S203)、この座標 (i, j) における差分が所定の閾値未満であった場合 (S202; NO)、S102において生成されたカラー画像データにおけるこの座標 (i, j) 上の画素の階調値をそのままにする。なお、モニタに表示された場合に所定の色を示す画素の階調値とは、例えばこの画素を赤色にて表示する場合には、(R, G, B) = (255, 0, 0) となる。

【0047】

そして、CPUは、0からnまでの変数jの値を持つ各座標 (i, j) に対し、S201～S203の処理を繰り返し実行した後、第2のループ処理L2から離脱する。

【0048】

CPUは、0からmまでの変数iの値を持つ各座標 (i, j) に対し、上記第2のループ処理L2を繰り返し実行した後、第1のループ処理L1から離脱する。従って、これら第1及び第2のループ処理L1, L2により、上記二次元座標系中の全ての座標について、S201～S203の処理が繰り返し実行される。

【0049】

第1のループ処理L1から離脱後、CPUは、カラー画像データを特殊観察画像データとしてD/A変換器355へ送信する (S109)。

【0050】

特殊観察画像データの送信後、CPUは、事前に設定された定数である α_1 及び β_1 を何れも利用した下記式(1)、

$$y = -\alpha_1 x + \beta_1 \quad \text{---(1)}$$

におけるxに上記変数Sの値を代入することによってyの値を算出することにより、蛍光用の（すなわち第1タイミング用の）光量増加係数を取得する (S110)。

【0051】

続いて、CPUは、事前に設定された定数である α_2 及び β_2 を何れも利用した下記式(2)、

$$y = -\alpha_2 x + \beta_2 \quad \text{---(2)}$$

における x に上記変数 T の値を代入することによって y の値を算出することにより、参照光用の（すなわち第2タイミング用の）光量増加係数を取得する（S111）。

【0052】

その後、CPUは、S110及びS111において算出された励起光用及び参照光用の光量増加係数を、システムコントロール部32へ送信する（S112）。そして、CPUは、処理をS101へ戻し、次の蛍光画像データ及び参照画像データが両メモリ352、353から送られてくるまで、待機する。

【0053】

以上の処理が特殊観察画生成回路354内で実行されることにより、特殊観察画像生成回路354では、蛍光画像用メモリ352及び参照画像用メモリ353から蛍光画像データ及び参照画像データを受信する毎に、特殊観察画像データが生成され、その特殊観察画像データが、D/A変換器355へ出力される。

【0054】

なお、S101、S102、S104、S105、及びS107を実行する特殊観察画像生成回路354は、強度測定部に相当する。また、S110～S112を実行する特殊観察生成回路354、システムコントロール部32、及び、光源制御回路34cは、光源制御部に相当する。また、S101～S103、S105、S106、L1、L2、及びS201を実行する特殊観察画像生成回路354は、患部情報取得部に相当する。また、S108を実行する特殊観察画像生成回路354は、画像生成部に相当する。また、S202、及びS203を実行する特殊観察画像生成回路354は、画像合成部に相当する。また、S112を実行する特殊観察画像生成回路354は、出力部に相当する。

【0055】

<画像切替機>

次に、画像切替機4について、説明する。この画像切替機4には、上述したように、診断補助用装置3のシステムコントロール部32から、通常観察モードを示す第1切替信号、又は、特殊観察モードを示す第2切替信号が、入力される。

画像切替機 4 は、通常観察モードでは、光源プロセッサ装置 2 の画像処理部 2 3 から入力されるアナログ複合映像信号をモニタ 5 へ出力し、モニタ 5 に通常観察画像を表示させる。一方、特殊観察モードでは、画像切替機 4 は、診断補助用装置 3 の画像処理回路 3 3 から入力されるアナログ複合映像信号をモニタ 5 へ出力し、モニタ 5 に特殊観察画像を表示させる。

【 0 0 5 6 】

＜本実施形態の動作＞

次に、本実施形態の動作について、説明する。術者は、まず、光源プロセッサ装置 2 及び診断補助用装置 3 の主電源を投入し、スイッチ 3 3 を操作して、観察モードを通常観察モードに切り替える。そして、術者は、鉗子チャンネルとしての細管 1 3 にプローブ 3 1 を挿入しないで、電子内視鏡 1 の挿入部 1 a を被験者の体腔内に挿入し、その先端部を、観察対象となる部位に対向させる。すると、モニタ 5 には、電子内視鏡 1 の先端部が対向した領域が、カラーの通常観察画像として表示される。術者は、この通常観察画像を見ながら、被検体である体腔壁の状態を観察することができる。

【 0 0 5 7 】

さらに、術者は、通常観察画像の観察を通じて選択した部位に対して、診断補助用装置 3 を利用した観察を行う。具体的には、術者は、診断補助用装置 3 のプローブ 3 1 の先端を、電子内視鏡 1 の鉗子口 1 d から細管 1 3 内へ挿入し、電子内視鏡 1 の先端側の鉗子口 1 c から突出させる。そして、術者は、スイッチ 3 3 を操作して、観察モードを特殊観察モードへ切り替える。すると、プローブ 3 1 の先端から励起光と参照光が交互に射出され、蛍光を発している被検体の像と、参照光により照明された体腔壁の像とが、撮像素子 1 5 によって、交互に撮像される。そして、撮像により得られた蛍光画像データと参照画像データに基づいて、特殊観察画像データが繰り返し生成され、特殊観察画像データが、アナログ複合映像信号の形態でモニタ 5 へ送信され、電子内視鏡 1 の先端部が対向した領域が、患部が赤色にて示されているモノクロの特殊観察画像として表示される。また、特殊観察画像データの生成と同時に、撮像により順次得られた蛍光画像データ及び参照画像データに基づいて、励起光及び参照光の光量を上記所定の最小基

準光量から増加させるための光量増加係数が繰り返し算出される。そして、繰り返し算出される励起光用及び参照光用の光量増加係数は、第1及び第2タイミングにおいてのみ光源34aの出力を増加させることに利用され、その結果、プローブ31の基端面へ入射する励起光及び参照光の光量が、上記所定の最小基準光量から増加される。これら励起光及び参照光の光量の増加量は、上述した式(1)及び式(2)における α_1 、 α_2 、 β_1 、 β_2 の値に従って、変化するので、蛍光画像データ及び参照画像データの比較結果においてエラーを生じさせないような α_1 、 α_2 、 β_1 、 β_2 の値を適宜選択すれば、モニタ5に表示された特殊観察画像において、患部として表示すべき部分が実際の患部を正しく示すようになる。これにより、術者は、特殊観察画像を見ながら、体腔壁の輪郭や凹凸を特定できるとともに、その画像の中において斑点状や塊状として赤色にて示された部分により、相対的に弱い蛍光を発する生体組織の集合体、すなわち、腫瘍や癌などの病変が生じている可能性の高い部位を、正しく認識することができる。

【0058】

ところで、本実施形態の光量増加係数は、上記式(1)及び式(2)に示されるように、蛍光画像データ及び参照画像データ中の最大の輝度値の増加に伴って、直線的に増加するので、上述した式(1)及び式(2)における α_1 、 α_2 の値が同じであれば、光量増加係数の変化率は、蛍光画像データ及び参照画像データについて同じになる。但し、被検体から放射される蛍光に比べて被検体の表面で反射される参照光の光量が多いので、 β_1 は、必ず β_2 よりも大きな値に設定される。

【0059】

また、本実施形態の光量増加係数は、上述したように、直線的に変化するものであったが、そうでなくても良い。例えば、図6に示されるように、参照光用の光量増加係数は、参照画像データ中の最大の輝度値が或る値以上の場合に、最小値(一定)に固定されても良い。これは、上述したように被検体からの蛍光よりも参照光の方が相対的に強いので、参照光の光量の増加を必ず行う必要がないためである。なお、光量増加係数が最小値である場合、第2タイミングでは、参照光は、最小基準光量をもってプローブ31へ入力されることとなる。また、図6に示されるように、励起光用の光量増加係数は、蛍光画像データ中の最大の輝度

値が或る値以下の場合には、最大値（一定）に固定されていても良い。これは、蛍光画像データのレベルが低すぎる場合には、光量増加係数を常に最大にしておけば、蛍光画像データ及び参照画像データの比較結果においてエラーをできるだけ生じさせないようにすることができるからである。なお、光量増加係数の最大値が設けられているのは、光源 3 4 a に印加される電気の電圧の上限を定めることによって光源 3 4 a が故障してしまうのを防止するためである。

【0 0 6 0】

【発明の効果】

以上に説明したように、本発明によれば、励起光及び参照光の照射範囲を変えることなく参照光の光量を制御することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本実施形態の体腔内観察システムを概略的に示す構成図

【図 2】 診断補助用装置の光源部を概略的に示す構成図

【図 3】 励起光及び参照光の出力並びに駆動信号のタイミングチャート

【図 4】 診断補助用装置の画像処理部を概略的に示す構成図

【図 5】 画像処理部の特殊観察画像生成回路にて実行される処理の内容を示すフローチャート

【図 6】 最大輝度値に対する光量増加係数の変化を示すグラフ

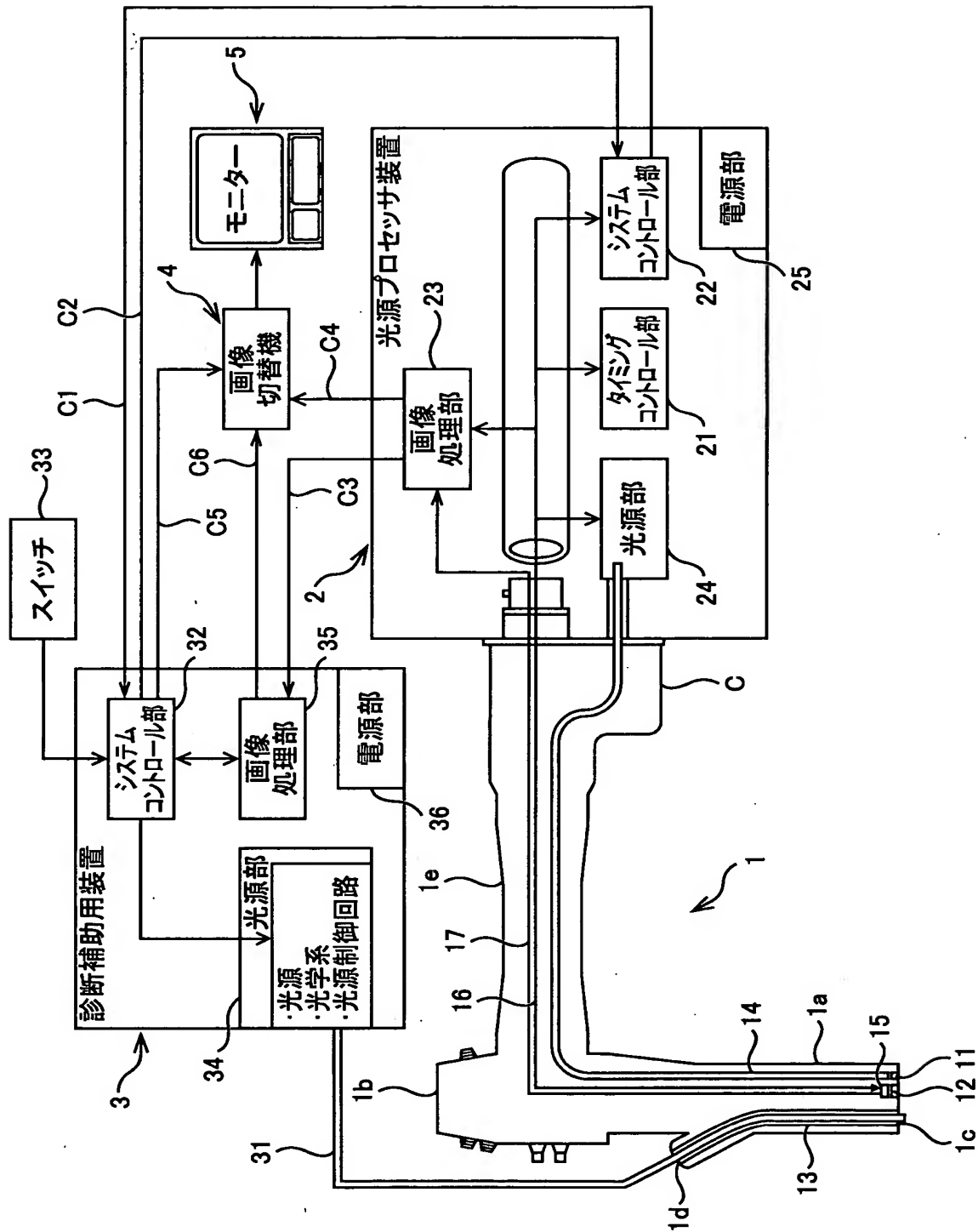
【符号の説明】

- | | |
|----------|--------------|
| 1 | 電子内視鏡 |
| 1 1 | 配光レンズ |
| 1 2 | 対物レンズ |
| 1 3 | 細管（鉗子チャンネル） |
| 1 4 | ライトガイド |
| 1 5 | 撮像素子 |
| 1 6, 1 7 | 信号線 |
| 2 | 光源プロセッサ装置 |
| 2 1 | タイミングコントロール部 |
| 2 2 | システムコントロール部 |

- 2 3 画像処理部
- 2 4 光源部
- 3 診断補助用装置
- 3 1 プローブ
- 3 2 システムコントロール部
- 3 3 スイッチ
- 3 4 光源部
- 3 4 a 光源
- 3 4 b 光学系
- 3 4 c 光源制御回路
- 3 5 画像処理部
- 3 5 1 アナログ／デジタル変換器
- 3 5 2 蛍光画像用メモリ
- 3 5 3 参照画像用メモリ
- 3 5 4 特殊観察画像生成回路
- 3 5 5 デジタル／アナログ変換器
- 3 5 6 エンコーダ
- 4 画像切替機
- 5 モニタ

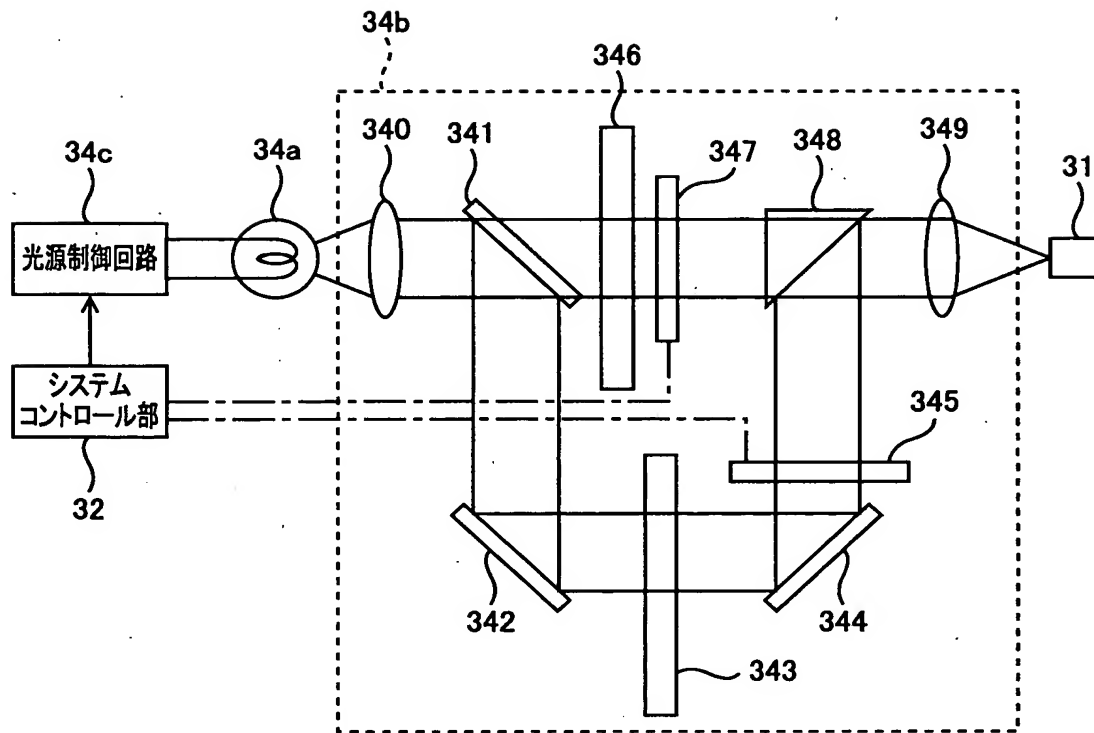
【書類名】 図面

【図 1】

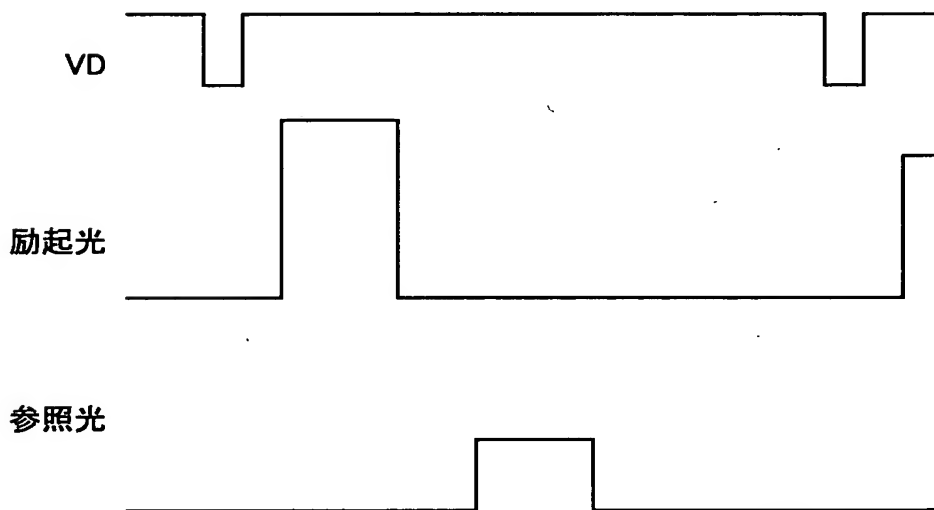


BEST AVAILABLE COPY

【図 2】

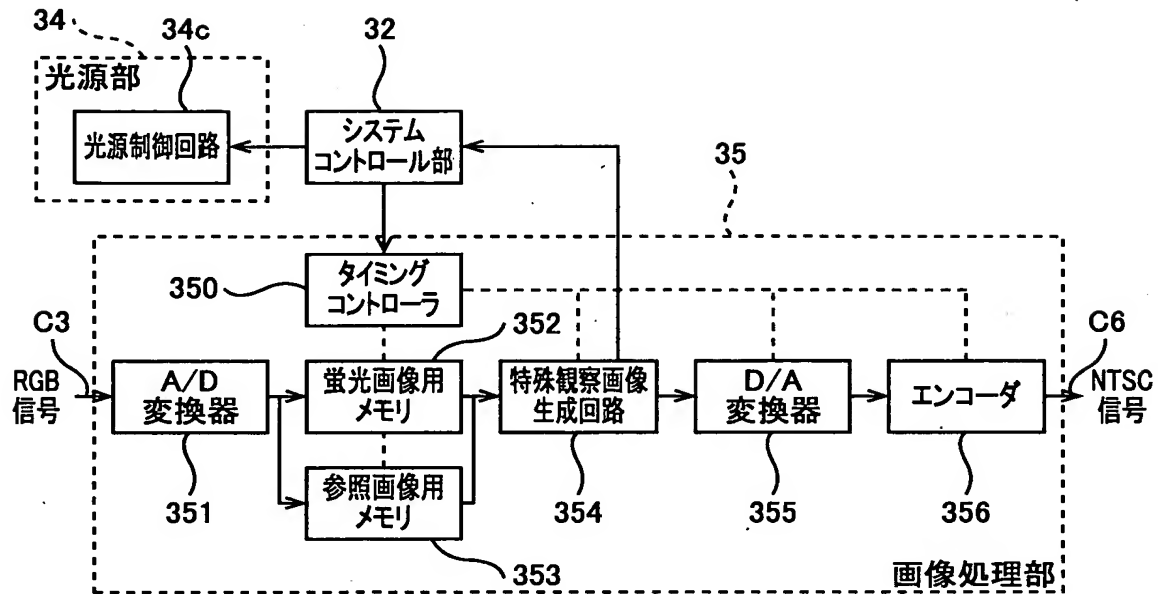


【図 3】



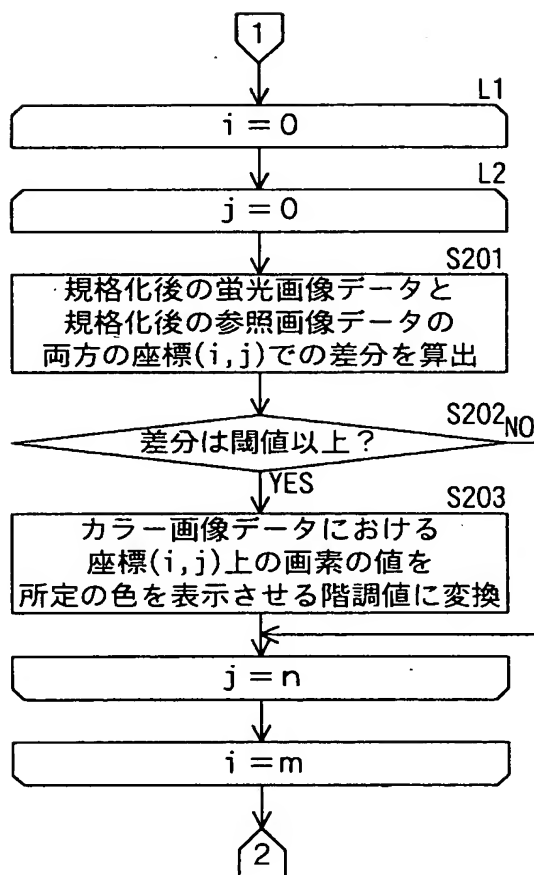
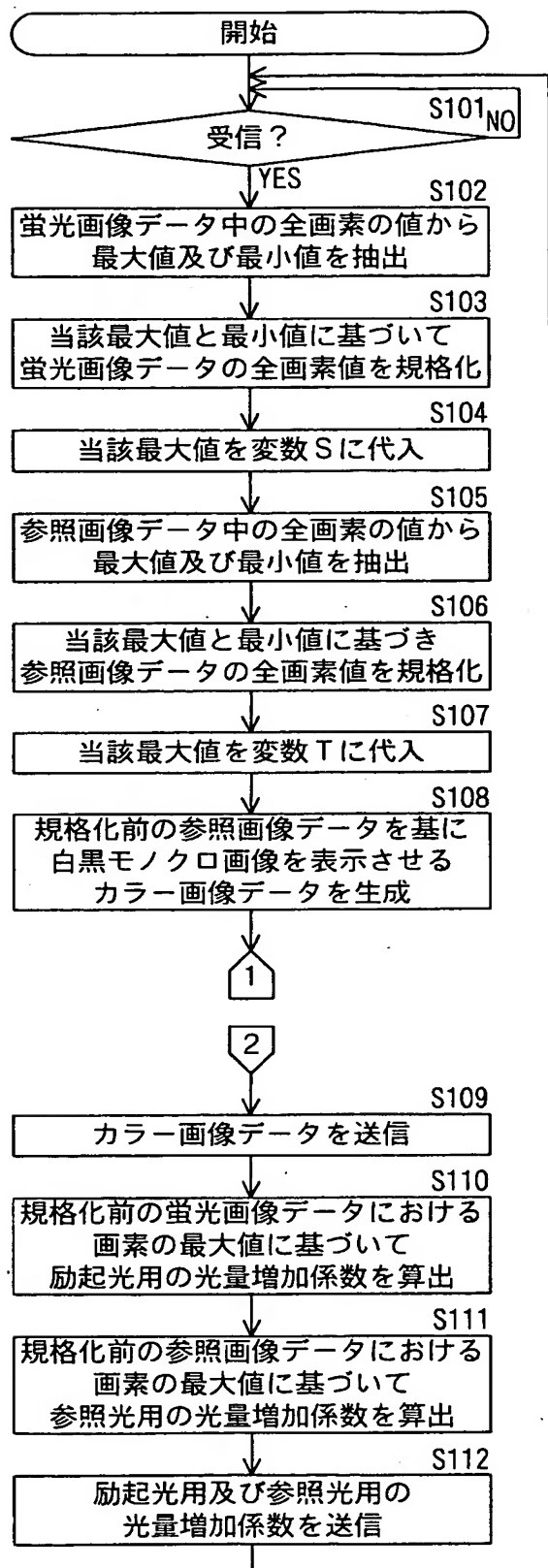
BEST AVAILABLE COPY

【図 4】



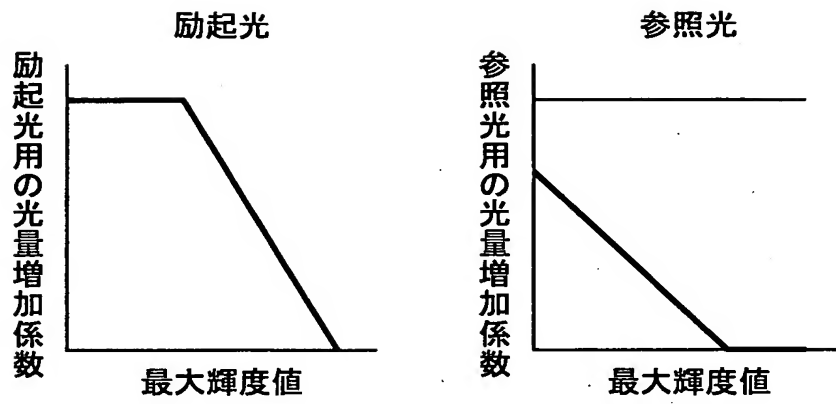
BEST AVAILABLE COPY

【図 5】



BEST AVAILABLE COPY

【図 6】



BEST AVAILABLE COPY

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

励起光及び参照光の照射範囲を変えずに参照光の光量を制御することができる診断補助用装置を提供する。

【解決手段】

先端に対向する被検体を撮影する電子内視鏡 1 及びその光源プロセッサ装置 2 に繋がれるとともに、その光源プロセッサ装置 2 から伝送される各種画像データに基づいて、診断に供される特殊観察画像を表示するための特殊観察画像データを生成するように、診断補助用装置 3 を構成する。また、電子内視鏡 1 の鉗子チャンネルとしての細管 1 3 に挿入されたプローブ 3 1 に励起光及び参照光を供給するように、診断補助用装置 3 を構成する。また、蛍光画像データの全画素中の最大輝度値に対応する光量にて励起光をプローブ 3 1 に供給し、且つ、参照画像データの全画素中の最大輝度値に対応する光量にて参照光をプローブ 3 1 に供給するように、診断補助用装置 3 を構成する。

【選択図】 図 5

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2003-039548
受付番号	50300255211
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成15年 2月19日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成15年 2月18日
-------	-------------

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000000527]

1. 変更年月日	2002年10月 1日
[変更理由]	名称変更
住 所	東京都板橋区前野町2丁目36番9号
氏 名	ペンタックス株式会社